



Harmonic ultrasound imaging using synthetic aperture sequential beamforming

Jensen, Jørgen Arendt; Du, Yigang; Jensen, Henrik

Publication date:
2012

Document Version
Publisher's PDF, also known as Version of record

[Link back to DTU Orbit](#)

Citation (APA):
Jensen, J. A., Du, Y., & Jensen, H. (2012). Harmonic ultrasound imaging using synthetic aperture sequential beamforming. (Patent No. WO 2012/146946).

General rights

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal

If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号
特表2014-512243
(P2014-512243A)

(43) 公表日 平成26年5月22日(2014.5.22)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F 1
A61B 8/00

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

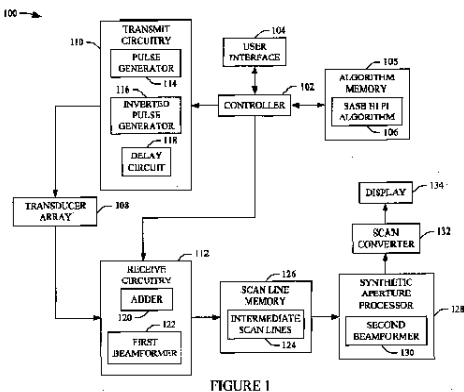
(21) 出願番号	特願2014-506938 (P2014-506938)	(71) 出願人	513021420 ビーケー メディカル エーピーエス デンマーク、ディーケー-2730 ヘア レウ、ミレパーケン 34
(86) (22) 出願日	平成23年4月29日 (2011. 4. 29)	(74) 代理人	100104411 弁理士 矢口 太郎
(85) 翻訳文提出日	平成25年12月25日 (2013. 12. 25)	(72) 発明者	ジェンセン、ジョーゲン、アーレント デンマーク、ディーケー-2970 ホー ショルム、クロヴァーヴァング 35
(86) 国際出願番号	PCT/IB2011/000924	(72) 発明者	ドゥ、イーギヤング デンマーク、ディーケー-2850 ネー ルム、-2802、1、スコッズボルグヴ エジュ 190
(87) 国際公開番号	W02012/146946		
(87) 国際公開日	平成24年11月1日 (2012. 11. 1)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 合成開口逐次ビーム形成による高調波超音波画像処理

(57) 【要約】

【解決手段】 多段階ビーム形成および当該ビーム形成から生成されたデータを使用して、受信したエコーの高調波成分に基づいて超音波画像を生成することを含む方法。超音波画像処理システム(100、200)は振動子アレイ(108)を含み、当該振動子アレイは、超音波信号を出力し、当該出力された超音波信号に応答して生成されたエコーを受信するように構成された複数の振動子素子を含む。前記超音波画像処理システムはさらに、送信回路を含み、当該送信回路は前記複数の振動子素子のセットを作動させて超音波信号を出力するパルスセットを生成する。前記超音波画像処理システムはさらに、受信回路(112)を含み、当該受信回路は前記受信されたエコー処理して中間走査線を生成するように構成された第1のビーム成形器を含む。メモリ(126)は前記生成された中間走査線を格納する。前記超音波画像処理システムはさらに、合成開口プロセッサ(128)を含み、当該プロセッサは、合成開口アルゴリズムに基づいて前記格納された中間走査線処理し、焦点画像を生成するように構成された第2のビーム成形器(13



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

方法であって、
受信したエコーの高調波成分に基づいて超音波画像を生成する工程であって、
前記工程は多段階ビーム形成および当該ビーム形成から生成されたデータを用いるものである、前記生成する工程
を有する方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法において、前記超音波画像は前記画像の軸方向および横方向の両方に集束されるものである方法。

10

【請求項 3】

請求項 1 ～ 2 のいずれか 1 つに記載の方法において、前記超音波画像は、前記受信したエコーの第 2 の高調波成分に基づいて生成されるものである方法。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の方法において、さらに
前記第 2 の高調波成分を前記受信したエコーから抽出する工程と、
前記多段階ビーム形成の第 1 の段階で前記第 2 の高調波成分に基づいて中間走査線のセットをビーム形成する工程であって、前記中間走査線は単一の送信焦点を有するものである、前記ビーム形成する工程と、
前記多段階ビーム形成の第 2 の段階で前記中間走査線のセットをビーム形成し、より高解像度の超音波画像を生成工程と
を有する方法。

20

【請求項 5】

請求項 4 に記載の方法において、さらに
第 1 のパルスセットにより第 1 の振動子素子のセットを作動させて当該第 1 の振動子素子のセットに第 1 の超音波信号を出力させる工程と、
所定の時間遅延経過後に、第 2 のパルスセットにより前記第 1 の振動子素子のセットを作動させて前記第 1 の振動子素子のセットに第 2 の超音波信号を出力させる工程であって、前記第 2 の超音波信号は前記第 1 の超音波信号の反転コピーである、前記作動させる工程と、
前記第 1 の超音波信号に対応する第 1 のエコー信号を受信し、それに続いて前記第 1 の超音波信号に対応する第 2 のエコーを受信する工程であって、各エコー信号は基本成分および高調波成分を含むものである、前記受信する工程と、
第 1 および第 2 のエコー信号を加算する工程であって、当該工程は、双方の反転コピーである前記基本成分を相殺し、第 2 の高調波成分を統合および抽出するものであり、それにより、一対のパルスに第 2 の高調波成分を提供するものである、前記加算する工程と
を有する方法。

30

【請求項 6】

請求項 4 ～ 5 のいずれか 1 つに記載の方法において、前記第 2 の高調波成分は前記基本成分の周波数のおよそ 2 倍の周波数を有するものである方法。

40

【請求項 7】

請求項 4 に記載の方法において、さらに
パルスセットにより第 1 の振動子素子のセットを作動させて当該振動子素子のセットに超音波信号を出力させる工程と、
前記超音波信号に対応するエコー信号を受信する工程であって、前記エコー信号は基本成分と高調波成分とを含むものである、前記受信する工程と、
前記エコー信号を帯域通過フィルタにかけて前記高調波成分を抽出する工程と
を有する方法。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の方法において、前記第 2 の高調波成分は前記基本成分の周波数のおよ

50

そ2倍の周波数を有するものであり、前記帯域通過フィルタは前記基本成分の前記周波数の2倍を中心とするものである方法。

【請求項9】

請求項4～8のいずれか1つに記載の方法において、前記多段階ビーム形成の第2の段階における前記ビーム形成は、

前記中間走査線のセットを合成開口ビーム形成することによって前記解像度のより高い超音波画像を生成する工程を有するものである方法。

【請求項10】

請求項9に記載の方法において、前記合成開口ビーム形成は、

前記画像の空間位置からの情報を示す複数の中間走査線からの情報を統合する工程を有するものである方法。

10

【請求項11】

超音波画像処理システム(100、200)であって、

超音波信号を出力し、当該出力された超音波信号に応答して生成されたエコーを受信するように構成された複数の振動子素子を含む振動子アレイ(108)と、

前記複数の振動子素子のセットを作動させて超音波信号を出力するパルスセットを生成する送信回路(110)と、

受信回路(112)であって、前記受信されたエコー処理して中間走査線を生成するように構成された第1のビーム成形器(122)を含む受信回路(112)と、

前記生成された中間走査線を格納するメモリ(126)と、

20

合成開口アルゴリズムに基づいて前記格納された中間走査線処理し、焦点画像を生成するように構成された第2のビーム成形器(130)を含む合成開口プロセッサ(128)と

を有する超音波画像処理システム。

【請求項12】

請求項11に記載の超音波画像処理システムにおいて、前記送信回路は、

前記パルスセットの第1のサブセットを生成するパルス発生器(114)と、

前記第1のサブセットの反転コピーである前記パルスセットの第2のサブセットを生成する反転パルス発生器(116)であって、前記送信回路は前記パルスセットの前記第1のサブセットを前記振動子アレイに伝送し、それに続いて所定の時間遅延後、前記パルスセットの前記第2のサブセットを前記振動子アレイに伝送するものである、前記反転パルス発生器と

30

を有するものである

超音波画像処理システム。

【請求項13】

請求項12に記載の超音波画像処理システムにおいて、前記受信回路は、

前記パルスセットの前記第1のサブセットに対応する第1番目に受信されたエコーおよび前記パルスセットの前記第2のサブセットに対応する第2番目に受信されたエコーを加算して、高調波成分を生成する加算器(120)と、

前記高調波信号を処理して当該高調波信号を示す走査線を生成する第1のビーム成形器(112)と

40

を有するものである、

超音波画像処理システム。

【請求項14】

請求項11に記載の超音波画像処理システムにおいて、前記受信回路は、

前記受信されたエコーの所定の高調波成分を通過させ、且つ前記受信されたエコーの少なくとも1つの基本成分をフィルタにかけて高調波成分信号を生成するように構成されたフィルタ(202)と、

前記高調波信号を処理して当該高調波信号を示す走査線を生成する第1のビーム成形器(112)と

50

を有するものである、
超音波画像処理システム。

【請求項 15】

請求項 11～14 のいずれか 1 つに記載の超音波画像処理システムにおいて、前記高調波成分は第 2 の高調波成分である超音波画像処理システム。

【請求項 16】

請求項 13 に記載の方法であって、前記第 2 の高調波成分は前記基本成分の周波数の 2 倍の周波数を有するものである方法。

【請求項 17】

請求項 11～16 のいずれか 1 つに記載の超音波画像処理システムにおいて、さらに、
前記第 1 のビーム成形器により生成された前記走査線をビーム形成し、それに基づいて
前記焦点画像を生成するように構成されたプロセッサ (128) と
を有するものである超音波画像処理システム。

10

【請求項 18】

請求項 17 に記載の超音波画像処理システムであって、前記プロセッサは合成開口ビーム形成アルゴリズムを使用して前記焦点画像を生成するものである超音波画像処理システム。

【請求項 19】

方法であって、
高調波超音波画像処理エコーを受信する工程と、
前記高調波超音波画像処理エコーをビーム形成して中間走査線を生成する工程と、
前記中間走査線をビーム形成して焦点画像を生成する工程と
を有する方法

20

【請求項 20】

請求項 19 に記載の方法において、さらに
第 2 の高調波成分を前記高調波超音波画像処理エコーから抽出する工程と、
前記第 2 の高調波成分をビーム形成して、前記中間走査線を生成する工程と
を有する方法。

【請求項 21】

請求項 19 から 20 のいずれかに記載の方法において、さらに、
合成開口ビーム形成アルゴリズムを使用して前記中間走査線をビーム形成し、前記焦点画像を生成する工程を有する方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像処理に関し、特に、パルス反転ありの場合とパルス反転なしの場合の合成開逐次ビーム形成 (synthetic aperture sequential beamforming) による高調波超音波画像処理に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像処理システムは、検査中の目標物体または被験体の内部特性について有用な情報を提供する。従来の B モード超音波画像処理は、一組の振動子素子を作動させて、固定送信焦点を有する超音波ビームを形成し、パルス送信中にエコーを検出しながら超音波ビームが検査領域を素早く通過することで行われる。エコーがビーム成形器により遅延加算されて、B モードの走査線を形成する。これは単一の送信集束点に焦束し、画像の解像度を制限する。

40

【0003】

合成開口画像処理では、単一の振動子素子を用いて球面波を放出する。後方散乱信号は、多要素受信開口を使用して記憶され、すべてのチャネルからのサンプルが記憶される。遅延和ビーム形成がデータに適用されて、低解像度画像を単一の出力で構成する。開口全

50

体の単一要素からの複数の出力が、より大きな開口を合成し、低解像度の画像のものは、送受信の両方に動的集束された単一の高解像度画像に加算することができる。残念なことに、このアプローチは、演算処理が膨大になり、データ記録用に大容量のメモリを必要とする。

【0004】

合成開口逐次ビーム形成は、2段階のビーム形成手法であり、動的受信集束を用いる従来のBモード画像処理に比べて、画像の奥行きとは無関係に方位分解能を改善できる。一般に、この手法の第1の段階は、受信したエコーをビーム形成する工程と、従来のBモード走査線セットを同一の固定送受信集束点で生成する工程とを含む。この手法の第2の段階は、前記走査線のセットをビーム形成する工程と、画像を合成開口画像処理アルゴリズムを使用して生成する工程とを含む。このアプローチでは、送受信の両方の動的集束を実現できる。

10

【0005】

高調波画像処理は、エコー信号の高調波に基づくBモード画像処理である。パルス反転または帯域通過フィルタを使用して任意の高調波成分を抽出することができる。パルス反転では、パルスおよび当該パルスの遅延反転コピーが、同一の集束点に送信されて、それに対応する受信エコー信号が加算されて、これにより、基本成分（お互いの反転コピー）が相殺され、高調波成分が保持される。この第2の高調波成分は基本成分の2倍の周波数を有することになり、このより高い周波数により造影強化特性を有する画像の生成がもたらされる。

20

【0006】

パルス反転は、従来の合成開口画像処理とともに使用することが提案されてきた。しかしながら、単一の振動子素子を使用して球面波を放出する場合は、その信号の伝送エネルギーが低すぎるため、パルス反転を用いると本来の信号が遥かに低くなる。複数要素の出力を使用して伝送エネルギーを拡張することは可能ではあるが、これは、データ保存用に比較的大量のメモリを必要とする。

【0007】

前述を考慮すると、超音波データ処理のための他のアプローチにおけるニーズが未解決のままである。

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明の様態は前述およびその他のことに対処する。
1つの態様では、方法は、多段階ビーム形成および当該ビーム形成から生成されたデータを用いて、受信したエコーの高調波成分に基づいて超音波画像を生成する工程を含む。

【0009】

別の態様では、超音波画像処理システムは振動子アレイを含み、当該振動子アレイは、超音波信号を出力し、当該出力された超音波信号に応答して生成されたエコーを受信するように構成された複数の振動子素子を含む。前記超音波画像処理システムはさらに、送信回路を含み、当該送信回路は前記複数の振動子素子のセットを作動させて超音波信号を出力するパルスセットを生成する。前記超音波画像処理システムはさらに、受信回路を含み、当該受信回路は前記受信されたエコー処理して中間走査線を生成するように構成された第1のビーム成形器を含む。メモリは前記生成された中間走査線を格納する。前記超音波画像処理システムはさらに、合成開口プロセッサを含み、当該プロセッサは、合成開口アルゴリズムに基づいて前記格納された中間走査線を処理し、焦点画像を生成するように構成された第2のビーム成形器を含む。

40

【0010】

別の態様では、方法は、高調波超音波画像処理エコーを受信する工程と、高調波超音波画像処理エコーをビーム形成して中間走査線を生成する工程と、前記中間走査線をビーム形成して焦点画像を生成する工程とを含む。

50

【0011】

当業者は、本書の明細を読み理解することにより、本発明にはその他にも態様があることを理解されよう。

【図面の簡単な説明】

【0012】

本発明は、実施例により図示されていて、添付図面の形態に制限するものではなく、参考として類似する要素を示している。

【図1】図1は、超音波画像処理システムの実施例を示すものであって、前記システムはパルス反転および多段合成開口ビーム形成による高調波画像処理のコンポーネントを含むものである。

【図2】図2は、超音波画像処理システムの実施例を示すものであって、前記システムは帯域通過フィルタリングおよび多段合成開口ビーム形成による高調波画像処理のコンポーネントを含むものである。

【図3】図3は、パルス反転ありの合成開口逐次ビーム形成および高調波画像処理を用いる方法の実施例を示すものである。

【図4】図4は、パルス反転なしの合成開口逐次ビーム形成および高調波画像処理を用いる方法の実施例を示すものである。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下に、高調波画像処理と多段合成開口ビーム形成を用いて焦点画像を生成する超音波画像処理のアプローチを説明する。第1の段階では、ビーム成形器が、受信したエコー信号の高調波成分に基づく中間走査線のセットを生成する。一実施例において、前記高調波成分は第2の高調波であって、前記受信した信号から抽出することができ、これにはパルス反転、帯域通過フィルタ、または前記信号の前記基本成分を取り除くその他のアプローチを用いる。前記送受信信号はどちらも、単一の固定集束点を有する。

【0014】

第2の段階では、ビーム成形器が、前記中間走査線に基づいて、送受信の両方で、動的焦点画像を生成する。このアプローチにより、高調波画像処理と多段合成開口ビーム形成の組み合わせが用いられていない構成に比べて、より良いコントラストの画像を生成したり、軸および横方向に集束したりすることが可能になり、高価格市場および低価格市場のどちら向けの超音波画像処理システムでもコスト効率よく実現することができる。また、前記中間走査線の格納に必要なメモリは、個々の振動子素子のデータを格納する場合よりも少量である。

【0015】

まず、超音波画像処理システム100の実施例が示された図1を参照する。前記超音波画像処理システム100は、制御部102を含み、前記制御部は前記システム100の1もしくはそれ以上のコンポーネントを制御する。

【0016】

前記超音波画像処理システム100はさらに、ユーザーインターフェース104を含み、前記インターフェースは1もしくはそれ以上の入力デバイス（例えば、ボタン、ノブ、スライダー、タッチパッドなど）および1もしくはそれ以上の出力デバイス（例えば、ディスプレイ画面、ライト、スピーカーなど）を介して前記制御部102と電気通信する。一実施例において、前記システム100が複数の異なる走査モード用に構成されている場合、前記ユーザーインターフェース104は、前記システム100のユーザーが、入力デバイスを通じて、任意の走査モードを示す信号を生成して前記制御部102へ送ることを可能にする。前記超音波画像処理システム100はさらに、アルゴリズムメモリ105を含んでいて、これは少なくとも、パルス反転および多段階合成開口ビーム形成アルゴリズムによる高調波画像処理（以下、パルス反転（pulse inversion：PI）を有する合成開口逐次ビーム形成（synthetic aperture sequential beamforming：SASB）画像処理画像処理（harmonic

10

20

30

40

50

imaging:HI)、またはSASB HI PIアルゴリズム106と呼ぶ)を有する。

【0017】

前記超音波画像処理システム100はまた、振動子アレイ108、送信回路110、および受信回路112も含む。前記振動子アレイ108は、超音波信号の送信とエコー信号の受信を交互に行うために用いられる一通りの振動子素子(例えば、64、128、192など)を含む。本実施形態においては、前記アレイは、振動子素子の線形アレイを含む。他の実施形態では、前記アレイは、別法として、振動子素子の曲線アレイおよび/または二次元アレイを含むことができる。

【0018】

前記送信回路110は、前記振動子アレイ108に伝送されるパルスセットを生成するパルス発生器114を含む。前記パルスセットは、前記振動子アレイ108の対応する一連の振動子素子を作動させて、これにより前記要素は超音波信号を検査領域へ出力する。前記送信回路110はまた、反転パルス発生器116も含み、前記反転パルス発生器はパルスセットを生成し、これには前記パルス発生器114により生成された前記パルスセットの反転コピーが含まれる。前記反転パルスはまた、前記振動子アレイ108に伝送されて、同様に超音波信号の出力をそれに対応する前記振動子素子のセットから誘発する。

【0019】

前記送信回路110はさらに、遅延回路118を含み、前記遅延回路は、所定の時間遅延により前記振動子アレイ108への反転パルスの伝送を遅らせる。代替の実施形態では、前記反転パルス発生器116が出力し、前記パルス発生器114が同一のパルスを2組出力し、このうち2組目は時間遅延で出力されて、パルス変換器等が前記2組目のパルスを反転して、前記振動子アレイ108へ伝送される反転コピーを生成する。本図示の実施形態では、複数の前記パルスおよび前記遅延反転パルスが生成され、複数のBモード走査線(例えば、100、200など)の形成に向けて出力される。

【0020】

前記受信回路112は、前記出力された超音波信号に反応してエコーを受信する。前記エコーは、前記出力された超音波信号とその走査視野の構造との間の相互作用の結果である。前記個々のエコーは、前記出力された信号の周波数に対応する基本成分、および高調波成分(例えば、第2の高調波、第3の高調波、第4の高調波など)を含む。パルスおよび反転パルス、ならびに前記奇数高調波の前記基本成分は、お互いの反転コピーになる。前記偶数高調波はお互いの反転コピーにはならない。

【0021】

前記受信回路112は加算器120を含む。前記加算器120は、対応するパルス/反転パルスのエコーを加算する。対応するパルスと反転パルスのペアの前記基本成分および奇数高調波は、お互いの反転コピーになると同時に、前記基本成分および前記奇数高調波はお互いに打ち消し合う(またはゼロに加算される)。その一方で、前記偶数高調波成分は2倍になる。前記第2の高調波成分は、前記基本成分の前記周波数(f)のおよそ2倍の周波数($2f$)を有する。

【0022】

前記受信回路112はまた、第1のビーム成形器122も含む。前記第1のビーム成形器122は、時間遅延を前記個々の第2の高調波信号に適用して加算し、時間関数として、前記時間遅延した個々の第2の高調波信号を単一の信号にまとめる。これは、前記パルスと反転パルスのペアのそれぞれについて行われ、中間走査線のセット124を生成し、前記124の複数の中間走査線のセットは、任意の空間位置からの解像度が低いままの画像点を含む。

【0023】

前記受信回路112はまた、前記中間走査線124を格納する走査線メモリ126を含む。一実施例において、前記走査線メモリ126は、作成された通りに中間走査線を逐次的に格納する先入れ先出し(first in first out:FIFO)メモリ

10

20

30

40

50

を含み、ここでは各走査線が異なるパルスと反転パルスのペアに対応する。

【0024】

前記超音波画像処理システム100はさらに、第2のビーム成形器を有する合成開口プロセッサ128を含み、前記生成器は前記走査線メモリ126に格納された前記中間走査線124をビーム形成して、継続的な送信および受信集束を有する焦点画像を生成する。一実施例において、これは、1組の解像度のより高い画像点を作成することを含み、これは前記画像の空間位置からの情報を示す前記124の複数の中間走査線のセットからの情報を統合することにより行われる。

【0025】

前記超音波画像処理システム100はさらに、走査変換器132を含み、前記変換器は前記第2のビーム成形器130の出力を走査変換して、例えば、データをディスプレイの座標系に変換して、データをディスプレイ用に生成する。前記走査変換器132は、アナログおよび／またはデジタルの走査変換技術を採用する構成にすることができる。

【0026】

前記超音波画像処理システム100はさらに、前記走査変換されたデータの視覚的表示に用いることができるディスプレイ134を含む。そのような表示は、インタラクティブなグラフィカル・ユーザー・インターフェース(GUI)であってよく、それによってユーザーが前記表示データを選択的に回転、縮小／拡大、および／または処理することが可能になる。そのような操作は、マウス等および／またはキーボード等を介するものであってよい。

【0027】

図2は、図1の前記超音波画像処理システムのバリエーションを示すものである。図2において、超音波画像処理システム200は、図1の前記超音波画像処理システム100と実質的に類似している。ただし、前記送信回路110の前記反転パルス発生器116および遅延回路118と、前記受信回路112の加算器112は省かれていて、前記受信回路112はフィルタ202を含み、前記アルゴリズムメモリ105はSASBHIアルゴリズム204を含んでいる。

【0028】

本実施例では、前記フィルタ202は、任意の高調波成分(例えば、第2の高調波)を前記受信したエコー信号から抽出するよう構成されている。例えば、前述のように、前記第2の高調波成分の前記周波数($2f$)は、前記基本成分の前記周波数(f)のおよそ2倍になる。したがって、前記第2の高調波成分の前記周波数(f)を中心とする帯域通過フィルタは、前記第2の高調波成分のバイパスに用いることができ、前記基本成分をフィルタにかけることができる。

【0029】

そのため、図1または別の方法に関連して説明された通りに前記第2の高調波成分を処理することができる。

【0030】

図3は、超音波画像処理システムを採用するための方法の例を示すものである。

302では、第1のパルスセットが生成され、振動子アレイに伝送されて、対応する振動子素子セットを作動させて、第1の超音波信号を出力する。

【0031】

304では、所定の時間遅延後、前記第1のパルスセットの反転コピーを含む第2のパルスセットが生成され、前記振動子アレイに伝送されて前記対応する振動子素子のセットを作動させて第2の音波信号を出力する。

【0032】

306では、前記第1および第2の超音波信号に対応するエコーを受信する。

【0033】

308では、前記エコーが加算されて、前記第2の高調波成分が前記エコーから抽出される。

10

20

30

40

50

【0034】

310では、前記第2の高調波成分は遅延加算されて中間走査線が生成され、当該中間走査線はメモリに格納される。

【0035】

302から310の動作は、複数の異なる走査線について複数回繰り返されて、メモリに格納された中間走査線のセットとなる。

【0036】

312では、合成開口ビーム形成を用いて、前記中間走査線セットに基づいた焦点画像が生成される。

選択的に、前記焦点画像は、モニターのディスプレイ用に変換され、モニターに表示される。

10

図4は、超音波画像処理システムを利用する例示的な方法を示すものである。

402では、パルスセットが振動子アレイに伝送されて、対応する振動子素子セットを作動させて超音波信号を出力する。

【0037】

404では、前記超音波信号に対応する前記エコーを受信する。

【0038】

406では、前記エコーがフィルタにかけられて、前記第2の高調波を抽出する。

【0039】

408では、前記第二高調波がビーム形成されて中間走査線が生成される。

20

【0040】

402から408の動作は、複数の異なる走査線について複数回繰り返されて、メモリに格納された中間走査線のセットとなる。

【0041】

410では、合成開口ビーム形成を用いて、前記中間走査線のセットに基づいた焦点画像が生成される。

選択的に、前記焦点画像は、モニターのディスプレイ用に変換され、モニターに表示される。

【0042】

前述の方法のどの動作も説明目的で提供されているものであり、それらに限定されるものではない。したがって、1もしくはそれ以上の前記動作を省略したり、追加したりすることができ、1もしくはそれ以上の動作を異なる順番で行ったり、別の動作と同時に実行したりすることができる。

30

【0043】

また、前述は、1もしくはそれ以上のプロセッサを介して実行することができ、1もしくはそれ以上のコンピューター読取可能な命令を符号化したり、コンピューター読取可能な記憶メディア（物理メモリなど）に組み込んだりして、1もしくはそれ以上のプロセッサに前記さまざまな動作および／または他の機能および／または動作を実行させることができる。加えてまたは別法として、前記1もしくはそれ以上のプロセッサは、信号波または搬送波などの一時的な媒体によって伝えられた命令を実行することができる。

40

【0044】

一実施例において、パルス反転（PI）による合成開口逐次ビーム形成（synthetic aperture sequential beamforming：SASB）高調波画像処理（HI）（SASB HI PI）を活用している本明細書記載のアプローチの横方向に沿った画像点の半値全幅（full width half maximum：FWHM）は、平均で、従来の超音波画像処理のFWHMよりも66%少ない。

【0045】

比較目的として、パルス反転による動的受信集束（dynamic receive focus：DRF）画像処理での従来の超音波の前記FWHMは、平均で、従来の超音波画像処理での前記FWHMよりも46%少ないだけで、合成開口逐次ビーム形成（SA

50

S B) 画像処理での前記 F W H M は、平均で、従来の超音波画像処理での前記 F W H M よりも 3 5 % 少ないだけである。

【0046】

前述は、少なくとも本実施例において、本明細書記載の前記 S A S B H I P I アプローチは、D R F による従来の超音波画像処理および S A S B 画像処理よりも優れた方位分解能を有することを示す。また、前記 S A S B H I P I アプローチの前記 F W H M は、従来の超音波画像処理および S A S B 画像処理に比べると、より安定している。

【0047】

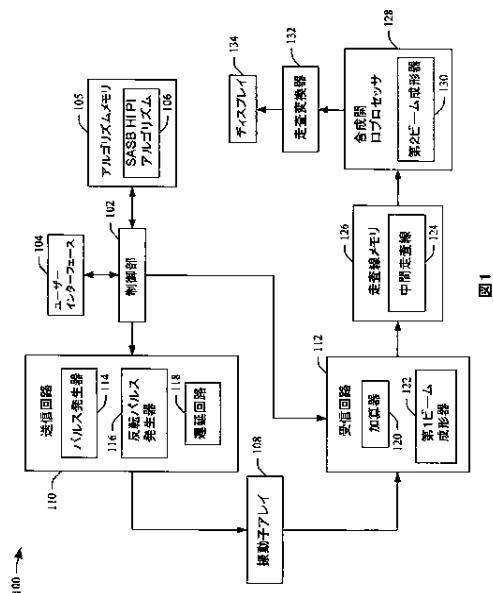
加えて、前記点目標を通過する前記中心の画像線の前記包絡線は、D R F による従来の超音波画像処理、P I による従来の超音波画像処理、および S A S B 画像処理に比べると、S A S B H I P I には短く、これは、S A S B H I P I アプローチは、少なくともこの例において、より優れた距離分解能を有することを意味する。

【0048】

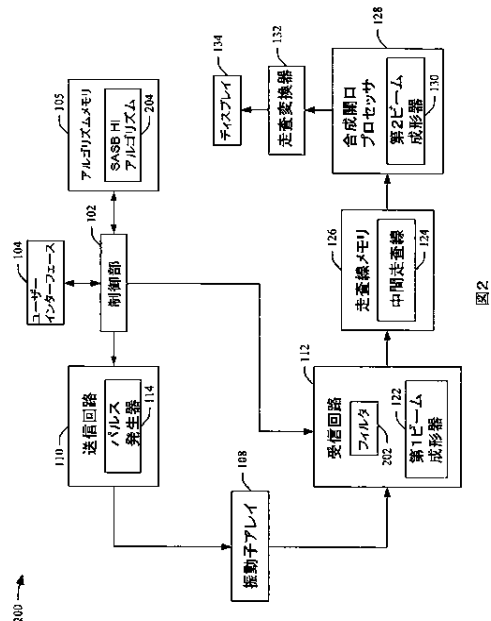
本発明は、さまざまな実施形態を参照して説明されている。本発明を解釈した後に、他の改良および変更が起こるものとする。本発明は、そのような改良および変更のすべてを含み、それらが付帯の請求項およびそれに同等のものの範囲内に入る場合を含めて、解釈されるものであることを意味する。

10

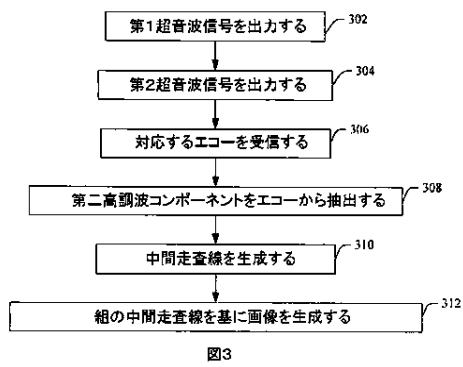
【図 1】



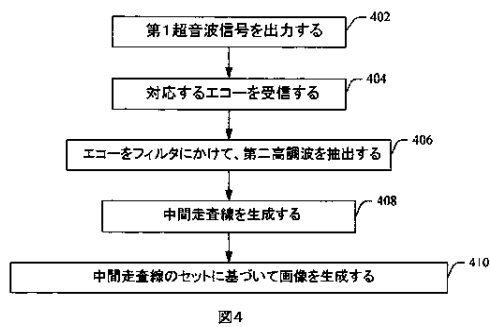
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2011/000924

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01S7/52 G01S15/89 G10K11/34 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G01S G10K		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	ASHFAQ M ET AL: "Spatial compounding with tissue harmonic images and monostatic synthetic aperture reconstruction", ULTRASONICS SYMPOSIUM, 2005 IEEE ROTTERDAM, THE NETHERLANDS 18-21 SEPT. 2005, PISCATAWAY, NJ, USA, IEEE, vol. 2, 18 September 2005 (2005-09-18), pages 1220-1223, XP010899045, DOI: 10.1109/ULTSYM.2005.1603071 ISBN: 978-0-7803-9382-0 abstract; figure 1 page 1220, right-hand column, line 13 - line 29 page 1221, right-hand column, line 10 - line 27 page 1222, right-hand column, line 11 - line 18 ----- -/--	1-21
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
14 December 2011		21/12/2011
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer
		Knoll, Bernhard

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2011/000924

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 468 216 B1 (POWERS JEFFREY E [US] ET AL) 22 October 2002 (2002-10-22) figures 8, 9, 18a column 7, line 16 - line 46 column 8, line 1 - line 9 column 8, line 61 - line 67 column 9, line 60 - line 62 column 10, line 28 - line 32 column 12, line 52 - column 13, line 22 -----	1-21
A	EP 1 039 312 A2 (MEDISON CO LTD [KR]) 27 September 2000 (2000-09-27) abstract; figure 5 column 1, line 49 - line 52 column 5, line 53 - column 6, line 19 -----	1-21
A	US 5 632 277 A (CHAPMAN CHRISTOPHER S [US] ET AL) 27 May 1997 (1997-05-27) abstract; figure 1 column 2, line 1 - line 59 -----	1-21
A	STEIDL C ET AL: "Dual-mode ultrasound phased arrays for noninvasive surgery post-beamforming image compounding algorithms for enhanced visualization of thermal lesions", BIOMEDICAL IMAGING, 2002. PROCEEDINGS. 2002 IEEE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON JULY 7-10, 2002, PISCATAWAY, NJ, USA, IEEE, 7 July 2002 (2002-07-07), pages 429-432, XP010600617, DOI: 10.1109/ISBI.2002.1029286 ISBN: 978-0-7803-7584-0 abstract chapters 2.2. and 2.3. -----	1-21
A	MOO-HO BAE ET AL: "A new ultrasonic Synthetic Aperture tissue Harmonic imaging system", ULTRASONICS SYMPOSIUM, 2008. IUS 2008. IEEE, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 2 November 2008 (2008-11-02), pages 1258-1261, XP031443516, DOI: 10.1109/ULTSYM.2008.0304 ISBN: 978-1-4244-2428-3 abstract chapters III. - V. -----	1-21

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2011/000924

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6468216	B1	22-10-2002	AT 358868 T 15-04-2007
			DE 60127690 T2 27-12-2007
			EP 1312074 A2 21-05-2003
			JP 2004506466 A 04-03-2004
			US 6468216 B1 22-10-2002
			US 2002045820 A1 18-04-2002
			US 2002045822 A1 18-04-2002
			US 2002045823 A1 18-04-2002
			US 2002045824 A1 18-04-2002
			US 2002045826 A1 18-04-2002
			US 2002045827 A1 18-04-2002
			US 2002045830 A1 18-04-2002
			WO 0215775 A2 28-02-2002
EP 1039312	A2	27-09-2000	EP 1039312 A2 27-09-2000
			JP 2000262521 A 26-09-2000
			KR 20000060441 A 16-10-2000
US 5632277	A	27-05-1997	DE 19727426 A1 02-01-1998
			US 5632277 A 27-05-1997

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ジェンセン、ヘンリック

デンマーク、ディーケー—2 8 8 0 バグスバード、モスカースレット 6
Fターム(参考) 4C601 DE08 EE01 HH04 HH12 HH14 HH22 HH30 HH38 JB31 JB45

【要約の続き】

0)を含む。

【選択図】 図1